

数字微流控芯片上液滴驱动

王洪, 郑杰, 闫延鹏, 王淦, 李浩正, 崔建国

引用本文:

王洪, 郑杰, 闫延鹏, 等. 数字微流控芯片上液滴驱动[J]. 光学精密工程, 2020, 28(11): 2488–2496.
WANG Hong, ZHENG Jie, YAN Yan-peng, et al. Drop driving on digital microfluidic chip[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2020, 28(11): 2488–2496.

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.37188/OPE.20202811.2488>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于微流体脉冲惯性力驱动虾卵细胞的液滴包裹

Droplet-based encapsulating of shrimp oocyte actuated by microfluidic pulse inertial force
光学精密工程. 2015, 23(10z): 286–290 <https://doi.org/10.3788/OPE.20152313.0286>

电感-电容式微流体油液检测芯片设计

Design of inductance-capacitance microfluidic oil detection chip
光学精密工程. 2017, 25(10s): 104–112 <https://doi.org/10.3788/OPE.20172513.0104>

微流体脉冲惯性喷射技术制备微电极

Fabrication of microelectrodes based on microfluidic pulse inertial jetting technology
光学精密工程. 2015, 23(10z): 291–296 <https://doi.org/10.3788/OPE.20152313.0291>

扇形电极微液滴分离的数字微流控芯片

Micro-droplet split digital microfluidic device with fan-shaped electrode
光学精密工程. 2019, 27(9): 1919–1925 <https://doi.org/10.3788/OPE.20192709.1919>

微流道精密磨削技术及自驱动检测芯片实验研究

Experimental study on grinding technology of microchannel for self-driven detection chip
光学精密工程. 2020, 28(8): 1743–1750 <https://doi.org/10.3788/OPE.20202808.1743>

文章编号 1004-924X(2020)11-2488-09

数字微流控芯片上液滴驱动

王 洪, 郑 杰, 闫延鹏, 王 淞, 李浩正, 崔建国*
(重庆理工大学 药学与生物工程学院, 重庆 400054)

摘要:为提高数字微流控芯片上液滴驱动能力及效率,开展了数字微流控系统的设计及平台搭建研究,该系统包括上位机控制软件、下位机硬件系统和 DMF 芯片三部分。提出一种曲边四边形组合电极,该电极图形边缘能与液滴保持更大的重合度,可提供更大的初始驱动力。测试了芯片上空气浴和油浴中液滴的驱动控制,测得在空气浴中碳酸丙烯酯液滴的平均速度为 $25 \mu\text{m/s}$,在油浴中碳酸丙烯酯液滴的平均速度为 $260 \mu\text{m/s}$ 。实验结果表明,所设计的曲边四边形电极可有效增强液滴的驱动控制能力。

关键词:数字微流控;液滴操控;电极图形;液滴驱动

中图分类号:TP273;TN492 **文献标识码:**A **doi:**10.37188/OPE.20202811.2488

Drop driving on digital microfluidic chip

WANG Hong, ZHENG Jie, YAN Yan-peng, WANG Song, LI Hao-zheng, CUI Jian-guo*

(College of Pharmacy and Bioengineering,
Chongqing University of Technology, Chongqing 400054, China)

* Corresponding author, E-mail: cjq998@hotmail.com

Abstract: To improve the driving capability and efficiency of droplets on a digital microfluidic (DMF) chip, a DMF system was designed and platform building research was conducted. The system includes three parts: upper computer control software, a lower computer hardware system, and a DMF chip. A curved quadrilateral combined electrode is proposed. The edge of the electrode pattern can maintain a greater degree of coincidence with the droplet and can provide a greater initial driving force. Drive control of the droplets in air and oil baths on the chip was tested, and the average velocities of propylene carbonate droplets were measured to be 25 and $260 \mu\text{m/s}$ in air and oil baths, respectively. The experimental results demonstrate that the curved quadrilateral electrode designed in the study can effectively enhance drive control of the droplet.

Key words: digital microfluidics; droplet manipulation; electrode pattern; droplet drive

收稿日期:2020-06-01; **修订日期:**2020-06-11.

基金项目:国家科技支撑计划资助项目(No. 2015BAI01B14);重庆市高等教育教学改革研究一般项目(No. 173114);重庆理工大学研究生教育优质课程项目资助(No. yyk2017106);重庆市技术创新与应用示范(社会民生类)一般项目(No. cstc2018jscx-msyb0290)。

1 引 言

数字微流控芯片是近年发展起来的一种新兴操控微小体积液滴的技术^[1-2]。该类液滴主要运动于芯片的平面上,芯片上运动的液滴与常规通道内运动的液滴数量以及所处环境大为不同,数字微流控芯片往往以单个或数个液滴为对象,可驱动液滴在芯片平面上向四周自由运动。芯片上液滴驱动方法主要包括介电润湿驱动^[3]、热毛细管驱动^[4]、光诱导驱动^[5-6]、表面声波驱动^[7-8]及磁力驱动^[9-10]等。基于介电润湿效应(Electrowetting on Dielectric, EWOD)的平面液滴驱动技术作为芯片上液滴控制技术的主流,随着电子技术的融入,在器件的高度集成、操控便捷性上具有明显优势,通常将基于 EWOD 的液滴控制技术称作数字微流控(Digital Microfluidic, DMF)^[3,11-12]。DMF 在液滴控制能力上展现出高度灵活性和执行多重并行生物化学反应的能力,这引起了研究者的极大兴趣。

从结构设计角度看,DMF 器件主要分为单板和双板两种形式,也分别称作开放式系统和封闭式系统,组成部件主要包括基板、电极、介电层和疏水层^[3,13]。目前,DMF 装置基板一般由玻璃、硅晶片、印刷电路板(PCB)、纸基衬底等材料组成^[14]。电极材料一般选择金属材料(金、铬、银、铜、铝等)和其他材料(ITO 或掺杂多晶硅等)进行图案化形成电极阵列^[15]。介电层和疏水层材料的合理选择对降低液滴驱动电压具有重要意义,通常采用的介电层材料包括聚四氟乙烯、聚对二甲苯、二氧化硅、PI(聚酰亚胺)、P(VDF-TrFE, 聚偏氟乙烯-三氟乙烯)、PDMS 或 SU-8 等;疏水层材料一般为含氟聚合物材料(Teflon 和 CYTOP 等)^[3,14-15]。在 DMF 芯片研究中,研究人员除了从制作器件的材料方面出发去提高液滴的驱动能力,也从液滴驱动电极图形的结构入手,寻求更加有效的液滴控制效果。通过优化液滴驱动电极设计,可有效增强液滴驱动效果,相比选择价格高昂的 DMF 装置器材,这种途径更加经济,适用于大多普通实验室开展 DMF 芯片研究。因此,本文从电极图形结构设计出发,开展了 DMF 软硬件系统的设计及平台搭建,提出了一种新型 DMF 芯片电极结构,用于提高阵列电极上液滴的驱动效率。

2 液滴驱动机理

介电质表面的电润湿现象是指在外加电场下,原来疏水的介电质表面由于电荷的大量积聚使基底与其上液滴的固液界面自由能减小,引发亲水变化,这种现象称作 EWOD,又叫介质上电润湿效应^[16]。液滴接触角与固、液、气三相的表面张力关系可借助 Young 方程式进行推导;液滴表面张力的变化可通过外加电压进行控制,有关动态表面张力发生的改变可由 Lippmann 方程表示;结合 Young 方程和 Lippmann 方程可以建立表示固液接触角 θ 与外加电压关系的 Lippmann-Young 方程,该方程对电润湿现象给出了较为合理的量化解释,并为 DMF 芯片设计、介电层制备以及液滴驱动提供了较为完善的理论支持^[16]。此后,有学者在此基础上又提出将两个电极都不与液滴接触的介电润湿模型。在此模型基础上,如果将电场作用在液滴的一侧,致使介电质层的固液表面张力发生变化,造成液滴两侧界面能失衡,即可驱动液滴移动^[17]。

液滴 EWOD 驱动模型如图 1 所示。液滴处于底板驱动电极之上,电极上被介电层和疏水层覆盖^[18]。通过对液滴邻近电极施加电压实现液滴向已施加电压的电极方向运动,即 $v_d = v$ 时,液滴向右运动。在移动过程中,液滴保持动态接触角。图 1 中位置 A 处每单位长度沿着电极表面向右的净作用力 f_A 可以表示为:

$$f_A = \gamma_{sg} - \gamma_{lg} \cos \theta_d - \gamma_{sl}(v), \quad (1)$$

位置 B 处每单位长度沿着电极表面向右的净作用力 f_B 可以表示为:

$$f_B = -\gamma_{sg} + \gamma_{lg} \cos \theta_d + \gamma_{sl}(0), \quad (2)$$

那么沿着电极表面每单位长度液滴的总驱动力可表示为:

$$f_m = f_A + f_B = \gamma_{sl}(0) - \gamma_{sl}(v) = \gamma_{lg} (\cos \theta_v - \cos \theta_0), \quad (3)$$

在该驱动合力的作用下液滴将移动到右侧电极。

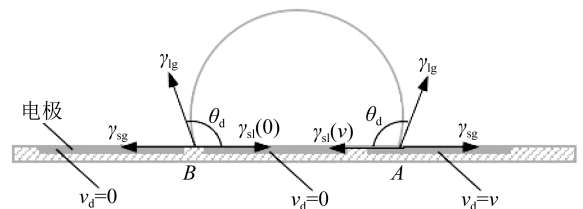


图 1 单板 EWOD 驱动模型^[18]

Fig. 1 Single-board EWOD drive model^[18]

3 DMF 芯片设计及制作

驱动电极作用于液滴驱动过程的主要影响因素包括电极结构图形、电极与电极之间的间距和电极阵列的排布。本文对以往 DMF 领域的研究成果进行了深入的分析,发现要达到提高液滴驱动效率的目的,应尽量使得电极的形状与液滴边界接触线一致,并且平行于液滴运动方向的电极长度应小于液滴的基本直径,垂直于液滴运动方向的电极宽度应大于液滴的基本直径^[19-20]。

3.1 驱动电极设计

在 DMF 芯片研究中,常用的液滴驱动电极包括方形电极、锯齿状电极、插指形电极和弯月形电极^[19]等。图 2(a)所示为方形电极示意图,方形电极作为最常见的电极图形,具有电极结构简单、高度对称等特点;但液滴在驱动过程中容易在两个相邻电极之间发生滞留,出现驱动停顿现象。锯齿状电极和插指形电极的驱动效果相较于方形电极要更好,但这两种电极的制作难度较大,通常需要高精度的光刻工艺提供支持。如图 2(b)所示,弯月形电极相对前面两种电极设计在结构上相对简单,且该电极具有单向驱动的优势,即沿电极弯曲方向液滴的运动速度相比液滴沿反方向运动的速度更快。图 2(c)为 Abdelgawad 等人提出的组合电极设计^[20]。该电极由两部分组成,第一部分电极是两边为曲边的凹形结构,凹形结构呈现出的曲边有利于液滴在初始驱动中获得较强的作用力;第二部分电极结构两边凸起,与椭圆形相似,突起结构有利于液滴在移动到下一个凹形电极时保持更大的作用力。将两部分电极以一定的间距组合在一起,得到的组合电极图形与图 1(b)中的弯月形电极相似,这种组合电极设计可通过切换电极组合配对,提升液滴双向运动速度,弥补弯月形电极单向驱动的功能不足。从上述电极设计方案可以看出,Abdelgawad 等人设计的电极虽然进一步提高了弯月形电极在双向液滴驱动能力上的不足,但同弯月形电极一样不具备排布成电极阵列,使液滴能完成上下驱动和左右驱动自由切换的能力。

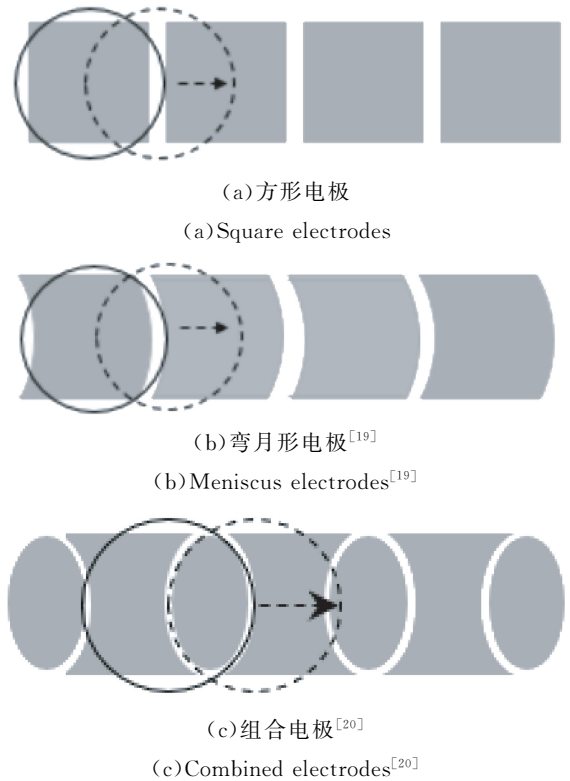


图 2 常用的液滴驱动电极

Fig. 2 Commonly used droplet driving electrodes



图 3 曲边四边形组合电极图形

Fig. 3 Curved quadrilateral combined electrode pattern

图 3 为本文提出并设计的曲边四边形组合电极。该电极中间四边形四周的圆弧曲率相同,图形对称,且四周分别配置一个椭圆。通过对曲边四边形组合电极阵列施加一定顺序的驱动电压信号,可实现液滴在 4 个方向的自由驱动控制。本文设计的曲边四边形组合电极不仅集成并拓展了弯月形电极和 Abdelgawad 等人所设计电极的优势,而且增强了液滴驱动电极阵列排布的通用性,使得该芯片具有向四周自由切换液滴运动方向的能力。在此,不得不提 DMF 芯片中的电极布线

问题,因为电极阵列中间的电极引线为设计难点。如果将本文设计的组合电极加工在 ITO 玻璃基板上,中间电极很难有效地引出导线并将电压接入到电极;但曲边四边形组合电极同样可以作为电极路径上的节点,为四周电极提供一个通路,使得液滴具有多方向驱动的可能。

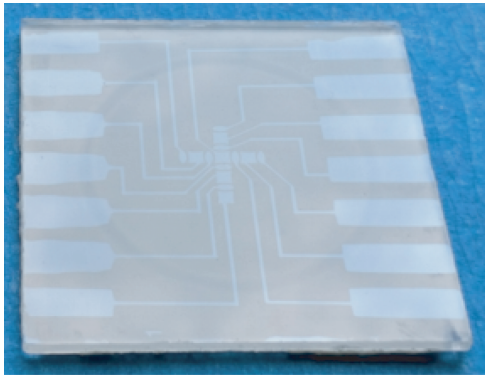


图 4 单板十字交叉型电极 DMF 芯片实物

Fig. 4 DMF chip of single-board cross-type electrode

3.2 DMF 芯片制作

本文利用数字光刻投影系统 (Digital Lithography Projection System, DLPS) 进行 DMF 芯片电极结构的加工制作,该 DLPS 由本实验室自主设计^[21]。图 4 为基于曲边四边形组合电极的 DMF 芯片实物图。在本研究中使用干膜 (dry-film, Taiwan, $(40 \pm 2) \mu\text{m}$) 光刻胶(负胶)进行电极图形曝光。基板为 $3 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$ 的 ITO 导电玻璃(厚 1 mm , ITO 导电层厚约 $0.185 \mu\text{m}$, 方阻为 5Ω), 经过曝光显影(显影剂为质量浓度 1% 的碳酸钠溶液)后在基板上会保留所设计的电极图形,得到 DMF 芯片电极图形母模。为得到 ITO 电极,还需将得到的芯片母模放入刻蚀液中蚀刻出细微的电极图形。将芯片母模浸泡于刻蚀溶液(浓度为 37% 的盐酸和固体三氯化铁按照 50 : 1 的质量比进行溶解混合配制而成)中腐蚀 5 min, 然后取出 ITO 基板用大量去离子水将表面刻蚀液冲洗干净得到 DMF 芯片的 ITO 电极。

在 DMF 芯片中,介电层和疏水层的制备对液滴能否驱动成功具有重要意义。驱动电极表面

覆盖介电层能有效避免液滴与电极直接接触,通过升高电压能获得更大的接触角变化。为减小液滴在恢复至初始接触角过程中受到的阻力,通常会在介电层上再覆盖一层疏水层,增加的疏水层能有效增大液滴初始接触角并降低液滴驱动过程中的阻尼,当撤去电极驱动电压时液滴可恢复至初始状态。由此可知,介电层和疏水层能明显改善液滴的驱动效果,但往往制备工艺复杂,制作难度大并且经济成本高昂;因此,本文选择了旋涂的方式,在电极表面制备一层 PDMS 薄膜(PDMS 预聚物的主剂、固化剂、稀释剂(环己烷)的质量比为 10 : 1 : 2 时,在转速 $7\,500 \text{ r/min}$, 时长 1 min 下能制得厚度约为 $5 \mu\text{m}$ 的 PDMS 薄膜),以实现介电层和疏水层的双重功能(简称介电疏水层)。关于利用 PDMS 薄膜充当介电层和疏水层的制备工艺,本实验室已经在前期开展过相关研究,因此本文直接使用已有的制备工艺进行 PDMS 薄膜的制备^[22]。为提高 DMF 芯片在使用过程中的便捷性,以及可靠地将外部电压接入 ITO 电极,本文设计了专门的 PCB 电极夹板。该电极夹板采用组合式设计能实现 PCB 电极与 ITO 电极的对接,并将驱动电压信号施加给 ITO 电极。

4 DMF 系统搭建

图 5 为 DMF 系统设计示意图。该系统主要包括以 STM32F103C8T6 芯片为主控制器的下位机硬件系统、上位机控制软件和基于 ITO 电极的 DMF 芯片三部分。通过操控上位机软件将相应控制命令通过串口发送至下位机主控制器,由下位机处理并执行相关命令操作,将液滴驱动电压信号施加到 DMF 芯片相应的电极上,从而实现液滴的运动控制。

4.1 下位机硬件系统

硬件系统主控芯片的外围电路主要包括电源模块、直流升压模块和开关电路模块。硬件系统实现的主要功能是产生及输出 DMF 芯片驱动信号,将驱动电压施加到液滴驱动电极上实现对液滴的驱动控制。

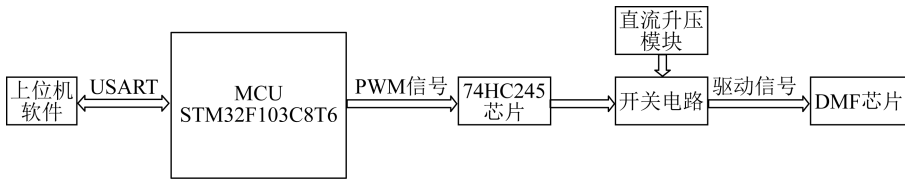


图 5 数字微流控系统设计示意图

Fig. 5 Schematic diagram of digital microfluidic system

4.1.1 直流升压模块

图 6 所示为直流升压电路设计原理图。该模块包括直流升压整流滤波设计、充电保护设计和电容放电设计。

直流升压模块(电磁炮, 10~32 V 宽输入电压, 最大输入电流可达 5 A, 输出电压为 45~390 V 连续可调, 最大输出电流为 0.2 A)可以将电压升高到实验所需要的幅值。此外, 为了提高升压后输出电压的稳定性, 减小电压的脉动, 本文进行了升压模块外围整流滤波电路的设计。采用单向桥式整流芯片 ABS6 对升压后的电压进行整流, 该芯片最大直流阻断电压可达 600 V。在整流电路

后接无源电路去除电压中的交流成分进行直流电源滤波, 图中 C_1 为并联的 $470 \mu\text{F}/500 \text{ V}$ 滤波电解电容。电容滤波的实质是利用电容的充放电作用使输出电压趋于平滑。

由于升压电路中滤波电容 C_1 的电容值较大, 并且电容在开始上电瞬间等效于电路短路, 因此在滤波电容和整流桥之间增加充电电阻 R_1 , 见图 6 中充电保护标注区。充电电阻的作用是在开始给电容充电前将电阻 R_1 接入到电路中, 充电时起到限流作用; 当电容充电量达到 80% 时, 将充电电阻 R_1 从电路中移除用导线代替, 该过程通过继电器控制实现。

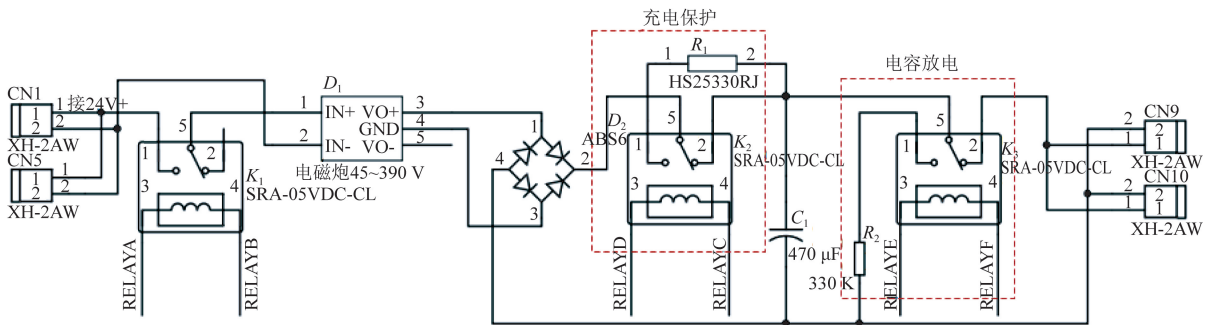


图 6 升压及整流滤波电路原理图

Fig. 6 Principle diagram of boost and rectifier filter circuit

在本硬件系统使用结束后, 应该将大电容中积聚的电能量释放掉, 防止在不使用的时候误触碰电容两端发生放电, 引发危险。因此, 在电路中设计了电阻放电电路, 见图 6 中电容放电虚线标注区, 电阻 R_2 以发热形式将电容中的能量释放掉。

4.1.2 开关电路模块

本文采用高压脉冲信号作为液滴驱动信号源, 通常高压脉冲信号直接获取较难, 因此本文利用 MOSFET IRF840 搭建开关单路产生高压 PWM 信号, 开关电路如图 7 所示。

图 8 所示为硬件系统装配实物。其中为了便于将硬件系统与 DMF 芯片上 ITO 电极相连接,

本文专门设计了 PCB 电极夹板(图 8 中顶上), 用它将高压驱动信号输出端与电极端子相连, 从而将驱动电压施加到 ITO 电极上。

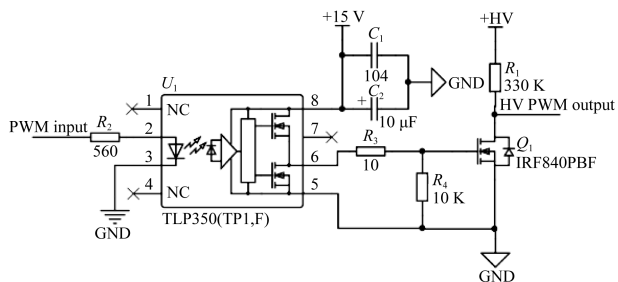


图 7 IRF840 开关电路原理

Fig. 7 Schematic of IRF840 switch circuit

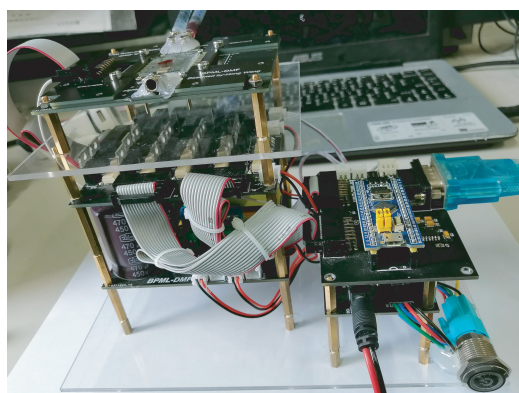


图 8 硬件系统装配图

Fig. 8 Photo of assembled hardware system

4.2 上位机软件系统

4.2.1 上下位机通讯协议定义

为保证上位机与下位机的通信安全,数据传输正确,准确选中对应电极并施加驱动电压信号,需要定义软件层和物理层通信协议。软件系统中每帧数据包括起始位、地址码、命令码、数据长度、数据和 CRC 校验。本系统中物理层协议设置波特率为 9 600,无校验位,8 位数据位,停止位 1 位。

4.2.2 上位机软件界面设计

图 9 所示为 DMF 系统上位机软件界面。通过上位机软件将控制命令发送至下位机,由主控芯片执行相应命令并输出到控制外围模块。该上位机界面主要包括 6 个控制模块,分别是通信设置模块、驱动信号模式设置模块、电源控制模块、单电极控制模块、组合电极控制模块和控制信息反馈模块。

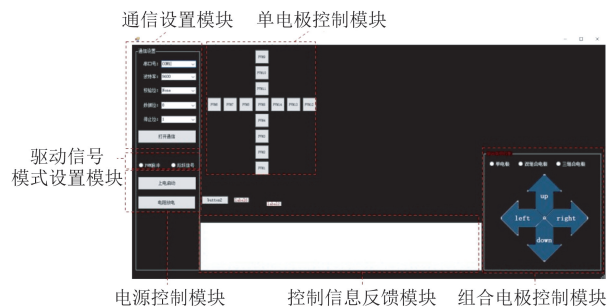


图 9 DMF 系统上位机软件

Fig. 9 Host computer software of DMF system

其中,通信设置模块主要对物理层协议参数进行设置;驱动信号模式设置模块,可实现液滴驱

动信号模式的切换,系统提供高压阶跃信号模式和高压 PWM 波模式两种设置方式;电源控制模块主要控制升压模块将直流 24 V 电压升高到指定电压,并完成电容充电上电保护或者结束工作后将电容中存储的电能量释放掉;单电极控制模块可通过单击电极方形图标有选择性地选中对应电极,将驱动电压施加到该电极上驱动液滴移动。图 9 中左上侧每个方形图标表示芯片上一个对应的电极;组合电极控制模块能提供 3 组电极组合模式,包括单电极、双组合电极和 3 组合电极,通过点击上下/左右方向的选择图标,并选择上述 3 种组合点击模式之一,可实现电极的组合控制(例如选择双组合电极,电极向上方向键,可实现电极依次向上两两同时选中并向上移动);控制信息反馈模块将每次的控制信息都显示在该文本框,信息包括每次执行的命令,以及该命令对应的响应情况。

4.3 DMF 系统搭建

图 10 为搭建好的 DMF 系统。该系统主要包括了硬件系统、上位机软件和 DMF 芯片 3 个部分。硬件电路板和 PC 机之间由蓝色串口线相连,该串口线为上位机和下位机之间的通讯提供物理通路。通过操控上位机软件即可控制下位机实现驱动信号输出,并将驱动电压施加到数字微流体芯片对应的电极上。此外,该系统通过显微镜能够观察芯片中液滴的运动情况,并可对控制过程进行录像和测量。

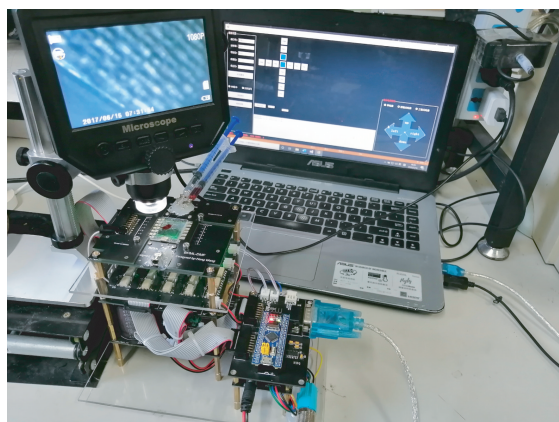


图 10 数字微流体(DMF)系统

Fig. 10 Photo of Digital Microfluidic (DMF) system

5 芯片上液滴驱动测试

5.1 空气域中单板芯片测试结果及分析

在单板 DMF 芯片液滴驱动控制的研究中,液滴驱动电极和参考电极位于同一平面,当电极被施加电压时该电极作为驱动电极,当电极接地时该电极作为参考电极。图 11 是由曲边四边形组合电极排布成的十字交叉形单板芯片。实验中采用 194 V 的直流电压作为液滴驱动源,驱动信号模式为阶跃模式。首先,将 $0.5 \mu\text{L}$ 的碳酸丙烯酯液滴放置于中心电极处,之后通过上位机进行液滴驱动控制。图 11(a)~11(d) 分别为驱动液滴向下、向上、向右和向左移动的示意图,从图中可以看出,当液滴被驱动沿箭头方向移动时,液滴前部在 EWOD 的作用下发生润湿行为,前部液滴接触角明显小于液滴后部接触角。此外,从图中可以看出,液滴前部轮廓线与曲边四边形电极轮廓线曲率近似,具有较高的重合度,因此液滴继续向前运动能获得更大的作用力。

此外,本文进行了单板芯片中液滴运动速度的测试。液滴轨迹总长约为 2.4 cm,耗时 $t=16 \text{ min}$,计算可得液滴平均速度 $v_{\text{空}}=S/t=25 \mu\text{m/s}$ 。从液滴运动速度可知,在空气域中液滴运动速度较慢。

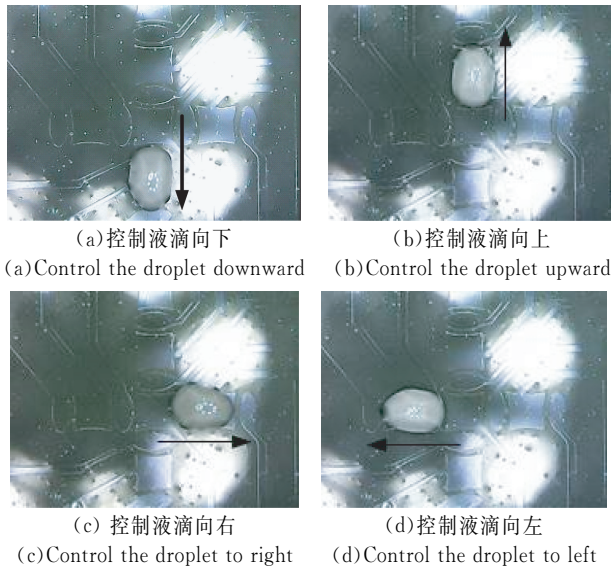


图 11 单板芯片上测试结果

Fig. 11 Test results on a single-board chip

5.1.1 介电层的选取

本文选取 $5 \mu\text{m}$ 的 PDMS 薄膜作为介电层和

疏水层,而 PDMS 材料的介电常数并不是最高的,并且其疏水性也不够优异,因此该薄膜对液滴驱动效果会有一定影响;此外,该薄膜厚度为微米级,相较于纳米级介电层而言需要更高的液滴驱动电压。本文在开展研究之初,经多方考虑之后采用 PDMS 薄膜作为介电疏水层,其原因是该薄膜易于获取,制作成本低,易快速开展实验研究,因此,本文主要从电极设计角度出发,希望通过电极优势弥补介电疏水层上的不足。

5.1.2 表面阻力大

由于本文采用 PDMS 薄膜作为介电疏水层,而 PDMS 表面疏水性会随着时间的增加而变差,液滴初始接触角可能不是最大,并且在驱动过程中还伴随着接触角滞后效应,因此,液滴在薄膜表面运动时受到较大阻力,影响液滴的运动速度及驱动效率。

5.2 油浴中单板芯片测试结果及分析

为减小液滴在电极表面受到的阻力,本文在电极表面滴加食用油制作油浴环境,并开展了油浴中液滴驱动测试实验。图 12 为油浴单板芯片中液滴变道过程示意图。由于在 ITO 电极表面添加油浴后,不容易直接观察到电极图形,因此在图中用黑色虚线将十字交叉电极水平通道标出,黑色虚线正好处于水平电极的中心位置。此外,碳酸丙烯酯液滴无色透明,观察难度较大,而图 12 中所见液滴形状为真实液滴在基板上的投影,真实液滴位置略偏液滴投影位置左侧一点。从图中可知,当时间 $t=56.16 \text{ s}$ 时,液滴处于十字交叉电极图形中心 a 电极下侧电极;当对 a 电极施加驱动电压时,液滴对基板发生润湿行为,液滴接触角变小,在 a 电极提供的驱动力作用下,液滴被拉向该电极。从图中还可以看出,在时间 $t=57.20 \text{ s}$ 时,油浴中液滴先向两侧扩展然后才偏向已施加驱动电压的 a 电极,即 $t=57.92 \text{ s}$ 时液滴基本停留在 a 电极上。当液滴到达 a 电极时会发生轻微抖动, $t=58.36 \text{ s}$ 时液滴向上偏移, $t=58.72 \text{ s}$ 时液滴向下偏移,最后在 $t=59.92 \text{ s}$ 时液滴停留在 a 电极正上方。当液滴到达 a 电极上方时,给电极 b, c 施加驱动电压,液滴会沿指向左侧的黑色实线箭头方向运动到 b, c 电极上,此时 $t=63.68 \text{ s}$ 。从图中可以看出,在油浴中液滴从十字形电极下方运动到交叉处 a 电极后,直接水平向左运动到 b, c 电极上,整个运动轨迹成直

角形。此外,相比空气浴中液滴驱动,在油浴中驱动液滴容易发生轻微抖动,经分析引起这种现象

的原因主要是驱动电极上施加电压的波动所引起的。



图 12 液滴变道过程示意图

Fig. 12 Schematic diagram of droplet changing course

此外,本文对油浴中液滴的运动速度进行了测量。运动轨迹总长约 5.2 cm,耗时 3 min 20 s,计算得到液滴平均速度 $v_{\text{油}} = S/t = 260 \mu\text{m/s}$ 。从运动速度可知,在油浴中液滴运动速度明显快于空气浴中液滴的运动速度。分析其原因为油浴增强了疏水效果,增大了液滴接触角的变化范围,使得液滴在油浴中受到的阻力相较于空气中小,驱动力更大,提高了液滴的运动速度。

6 结 论

本文在 DMF 芯片设计、制作和 DMF 系统搭建方面开展了相关研究,并在单板 DMF 芯片上进行了液滴驱动测试。为提高液滴的驱动能力及效率,本文提出一种曲边四边形组合电极设计用

于 DMF 芯片中液滴的驱动,该电极图形边缘能与液滴保持更大的重合度,能提供更大的初始驱动力,并且具备排列成电极阵列的优势。在 DMF 系统搭建中,本文开展了下位机硬件系统的设计制作和上位机软件的开发。经测试,本文设计搭建的 DMF 系统具有稳定性高和操控方便的特点。利用该系统在单板 DMF 芯片上进行了液滴驱动研究,分别测试了单板空气浴和油浴中液滴的驱动控制,对液滴运动过程进行了讨论分析。实验结果表明,本文设计的曲边四边形电极可有效实现液滴的驱动控制,在空气浴中液滴的平均速度为 $25 \mu\text{m/s}$,在油浴中液滴的平均速度为 $260 \mu\text{m/s}$,液滴在油浴中受到的阻力相比于空气浴中小,因此在油浴中液滴运动速度明显快于空气浴中液滴的运动速度。

参考文献:

- [1] 林炳承,秦建华.图解微流控芯片实验室[M].北京:科学出版社,2008:473.
LIN B CH, QIN J H. *Graphic Microfluidic Chip Laboratory* [M]. Beijing: Science Press, 2008: 473. (in Chinese)
- [2] 陈九生,蒋稼欢.微流控液滴技术:微液滴生成与操控[J].分析化学,2012,40(8):1293-1300.
CHEN J SH, JIANG J H. Microfluidic droplet technology: microdroplet generation and manipulation [J]. *Chinese Journal of Analytical Chemistry*, 2012,40(8): 1293-1300. (in Chinese)
- [3] SAMIEI E, TABRIZIAN M, HOORFAR M. A review of digital microfluidics as portable platforms for lab-on a-chip applications [J]. *Lab on A Chip*, 2016, 16(13):2376.
- [4] SAMMARCO TS, BURNS M A. Thermocapillary pumping of discrete drops in microfabricated analysis devices[J]. 1999, 45(2):350-366.
- [5] HAN K, HENG L, ZHANG Y, et al.. Slippery surface based on photoelectric responsive nanoporous composites with optimal wettability region for droplets' multifunctional manipulation [J]. *Advanced Science*, 2019,6(1):1801231.
- [6] JIANG D, PARK S Y. Light-driven 3D droplet manipulation on flexible optoelectrowetting devices fabricated by a simple spin-coating method [J]. *Lab on a Chip*, 2016,16(10):1831-1839.
- [7] JUN K. Nonlinear acoustic phenomena caused by surface acoustic wave and its application to digital microfluidic system [J]. *Japanese Journal of Applied Physics*, 2018,57(7S1):07LA01.
- [8] DONG L W, HU Y L, HAN Y F, et al.. A paper-based microfluidic device with surface acoustic wave integrated in a printed circuit board [J]. *Ferroelec-*

- trics*, 2016, 504(1):230-236.
- [9] ZHANG Y, NGUYEN N T. Magnetic digital microfluidics-a review [J]. *Lab on a Chip*, 2017, 17(6):994-1008.
- [10] KOKALJ T, PÉREZ-RUIZ E, LAMMERTYN J, *et al.*. Building bio-assays with magnetic particles on a digital microfluidic platform [J]. *New Biotechnology*, 2015, 32(5):485-503.
- [11] COELHO B, VEIGAS B, FDRTONATO E, *et al.*. Digital Microfluidics for Nucleic Acid Amplification [J]. *Sensors*, 2017, 17(7):1495.
- [12] RACKUS D G, DE CAMPOS R P S, CHAN C, *et al.*. Pre-concentration by liquid intake by paper (P-CLIP): a new technique for large volumes and digital microfluidics [J]. *Lab Chip*, 2017, 17(13): 2272-2280.
- [13] CHOI K, NG A H C, FOBEL R, *et al.*. Digital microfluidics [J]. *Annual Review of Analytical Chemistry*, 2012, 5(1):413-440.
- [14] FOBEL R, KIRBY A E, NG A H C, *et al.*. Paper microfluidics goes digital [J]. *Advanced Materials*, 2014, 26(18):2838-2843.
- [15] ABDELGAWAD M, WHEELER A R. The digital revolution: a new paradigm for microfluidics [J]. *Advanced Materials*, 2009, 21(8):920-925.
- [16] 林炳承. 纳米科学与技术:微纳流控芯片实验室 [M]. 北京:科学出版社, 2015.
LIN B CH. *Nanoscience and Technology: Micro-nano Fluidics Chip Laboratory* [M]. Beijing: Science Press, 2015. (in Chinese)
- [17] CASTRO-HERNANDEZ E, GARCIA-SANCHEZ P, TAN S H, *et al.*. Breakup length of AC electrified jets in a microfluidic flow-focusing junction [J]. *Microfluid and Nanofluid*, 2015, 19(4):787-794.
- [18] JIN C, XIONG X, PATRA P, *et al.*. Design and simulation of high-throughput microfluidic droplet dispenser for lab-on-a-chip applications[C]. *Comsol Boston Conference*, 2014.
- [19] 许晓威, 陈立国, 贺文元, 等. 数字微流控芯片半月形驱动电极的设计 [J]. *光学精密工程*, 2014, 22(3):633-641.
XU X W, CHEN L G, HE W Y, *et al.*. Design of crescent electrodes for digital electrowetting-on-dielectric devices[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2014, 22(3): 633-641. (in Chinese)
- [20] ABDELGAWAD M, PARK P, WHEELER A R. Optimization of device geometry in single-plate digital microfluidics [J]. *Journal of Applied Physics*, 2009, 105(9):1072-1078.
- [21] 张雅雅, 崔建国. 基于数字光刻投影系统的快速微加工技术 [J]. *应用光学*, 2015, 36(3):448-453.
ZHANG Y Y, CUI J G. Rapid micromachining technology based on digital lithography projection system [J]. *Journal of Applied Optics*, 2015, 36(3): 448-453. (in Chinese)
- [22] 吕红艳. 基于介电效应的微液滴驱动研究[D]. 重庆:重庆理工大学, 2019.
LÜ H Y. *Research on Microdroplets Drive Based on Dielectric Effect* [D]. Chongqing: Chongqing University of Technology, 2019. (in Chinese)

作者简介:



王 洪(1993—),男,重庆奉节人,硕士,2017年于重庆理工大学获得学士学位,主要从事生物医学微系统、小型医学仪器方面的研究。E-mail: whongssrui@163.com

通讯作者:



崔建国(1974—),男,辽宁锦州人,副教授,博士,硕士生导师,1998年于辽宁石油化工大学获得学士学位,2004年、2008年于重庆大学分别获得硕士、博士学位,主要从事生物医学系统及智能医疗仪器方面的研究。E-mail: cjj998@hotmail.com